

ENDOSCOPE

Publication number: JP4144533 (A)

Publication date: 1992-05-19

Inventor(s): ADACHI HIDEYUKI; UEDA YASUHIRO; TABATA TAKAO; GOTANDA SHOICHI; KUDO MASAHIRO; OSHIMA YUTAKA; OKADA TSUTOMU; SUZUKI AKIRA; FUSE EIICHI; HAYASHI MASAAKI

Applicant(s): OLYMPUS OPTICAL CO

Classification:

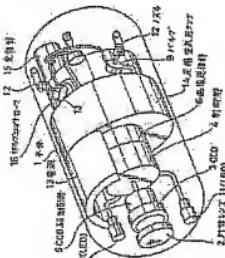
- international: *B64G1/66; A61B1/00; A61B5/07; A61B5/15; A61B8/14; A61B17/00; A61F2/06; A61F2/28; A61B1/01; A61B1/04; B64G1/66; A61B1/00; A61B5/07; A61B5/15; A61B14/16; A61B17/00; A61F2/06; A61B1/28; A61B1/005; A61B1/004; (IPC1-7); A61B1/00; A61B5/14; A61B8/14; A61B17/00; A61F2/06; A61F2/28; B64G1/66*

- European

Application number: JP19900268866 19901005

Priority number(s): JP19900268866 19901005

Abstract of JP 4144533 (A)



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

⑪ 公開特許公報 (A) 平4-144533

⑫ Int. Cl. 5

A 61 B 1/00
5/14

識別記号

3 0 0 A
3 0 0 Z

府内整理番号

Z 8117-4C
8932-4C
8932-4C※

⑬ 公開 平成4年(1992)5月19日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全15頁)

⑭ 発明の名称 内視鏡

⑮ 特願 平2-268866

⑯ 出願 平2(1990)10月5日

⑰ 発明者 安達 英之 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内⑰ 発明者 植田 康弘 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内⑰ 発明者 田畠 孝夫 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業
株式会社内

⑰ 出願人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

⑰ 代理人 弁理士 坪井 淳 外2名
最終頁に続く

明細書

1. 発明の名称

内視鏡

2. 特許請求の範囲

カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリー伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微少重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡。

3. 発明の詳細な説明

【産業上の利用分野】

本発明は、特に微少重力空間または無重力空間において使用する内視鏡に関する。

【従来の技術】

体腔内やエンジン・配管等の内部を検査する内

視鏡は、これまで種々のものが提案され、かつ使用されてきた。

しかし、この従来の内視鏡は、いずれも地球上で使用されることを前提としたものである。それ故、重力の影響を受け、視野方向や移動方向を遠隔的に操作して変更するためには、大きな操作力を必要としていた。したがって、大きな駆動力を有する動力源および操作伝達系等を構成しなければならなかった。また、それに応じて構造が複雑で大型化する。

【発明が解決しようとする課題】

ところで、近年、ロケットや宇宙ステーション等を利用して宇宙で人間が生活する機会が徐々に増えている。宇宙空間においても、生体や機器内の検査が必要となってくることが当然に予想される。

この場合、地球の引力圈から遠ざかるにつれ、重力は小さくなり、ついにはほぼ無重力空間になる。こうした環境における内視鏡の操作は、これまでの内視鏡のものとは異なる発想で考えなければ

ばならないが、未だ、そのような環境で使用されるべき内視鏡は、知られていない。

本発明は上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、微少重力空間または無重力空間において、検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図れる内視鏡を提供することにある。

【課題を解決するための手段および作用】

上記課題を解決するために本発明は、カプセル状の本体と、この本体に設けられた観察用手段と、上記本体に設けられ異なる方向の慣性力を選択的に発生する第1の手段と、この第1の手段による慣性力の発生およびその慣性力の向きを切り換える第2の手段と、この第2の手段を制御する信号を受信する第3の手段と、この第3の手段への信号および上記観察手段からの画像信号をテレメトリで伝送する第4の手段とを具備し、上記本体を微少重力空間あるいは無重力空間に浮遊させて使用されることを特徴とする内視鏡である。

【実施例】

第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示すものである。

第1図中1は内視鏡の本体であり、これは先端部と後端壁部とを球形、中間部を筒形としたカプセル形状となっている。この本体1の内部には後述するような種々の必要な部品が組み込まれている。そして、この内視鏡は微少重力空間または無重力空間において単独で浮遊するようになっている。

本体1の先端壁部にはその中央に位置して観察手段の対物レンズ2が設けられている。対物レンズ2の内側には固体撮像素子、例えばCCD3が設置されており、このCCD3には制御部4によって制御されるCCD駆動回路5を備えている。そして、CCD3は対物レンズ2を通じて撮像する視野を撮像信号に変換する観察用手段を構成する。この信号は画像送信部6を通じて体外受信部7へ送信するようになっている。体外受信部7で受信した信号は映像回路8で映像信号に変換され、

モニタ9で内視鏡が観察する視野像を写し出すようになっている。

また、本体1の先端壁部において、対物レンズ2の上下部位には照明手段としてのLED11が設けられている。

さらに、本体1の後端壁部の周囲には等角間隔でそれぞれ斜め側後方へ向いた複数のノズル12を形成してなり、この各ノズル12は個別にバルブ9を介してタンク14に接続されている。タンク14には圧縮空気が充填されている。各バルブ9は、受信部15によって操作されるバルブコントローラ16からの信号を受けて開閉するようになっている。受信部15は体外送信部17からの送信を受けて作動するようになっている。

上記画像送信部6から体外受信部7、または体外送信部17から受信部15への信号のテレメトリで伝送は、その環境に応じて使用可能な例えは無線や超音波等を利用した手段によって行われる。また、CCD駆動回路5、LED11、各バルブ9、受信部15、バルブコントローラ16などが

必要とする電力は、電源(蓄電池)13から供給を受けるようになっている。

なお、第1図で示すように、上記タンク14は、本体1内中央に配置されている。本体1内のタンク14より先端側に位置して画像送信部6と制御部4が設置され、これの上側部には電源13が設置されている。また、受信部15は本体1の後端部内に設置されている。

次に、上記構成の内視鏡の作用を説明する。微少重力空間あるいは無重力空間において、この内視鏡を患者の体腔内に入れる。体腔内において本体1は浮遊状態にある。この状態で本体1の姿勢を変えたり、前進させたりした場合、体外にある体外送信部17を操作して内視鏡の受信部15へ信号をテレメトリで伝送して操作する。受信部15で受けた信号の内容に応じてバルブコントローラ16は、所定のバルブ9の開放を短時間ずつ繰り返し、タンク14からの圧縮空気を単発的に繰り返し放出する。ノズル12から圧縮空気を単発的に放出するときの反動で本体1に慣性力(推

進力) が働く。そして、ノズル 1.2 からの噴出方向に応じて慣性航行、つまり、本体 1 の向きの変換および移動を行うことができる。なお、第 3 図はバルブ駆動信号、バルブの開放(圧縮空気の放出時間)、本体 1 の移動量の関係を示している。

しかして、この内視鏡によれば、微少重力空間または無重力空間において、本体 1 の向きを変換したり移動したりできるから、これによる検査の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大等が図れる。

なお、本体 1 の外面部にそれぞれ異なる向きの複数の測長センサを設け、慣性航行を行う場合、この測長センサによって回りの壁から本体 1 までの距離を逐次測定して位置を監視するようにしてよい。また、例えば本体 1 の側面の上下左右それぞれに設けた測長センサによって各側方の障壁までの距離のそれぞれのデータの変化を求め、変化がない場合にはそのまま維持し、変化がある場合にはその変化データにより本体 1 の動く向きおよび程度を求め、その動きとは逆の慣性力を与えるようにしてよい。

この実施例ではファン 2.5 を選択的に駆動することにより周囲の流体を巻き込んで吹き出し、その反動で本体 1 に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第 1 の実施例のものと略同じである。

第 8 図ないし第 9 図は本発明の第 4 の実施例を示すものである。この実施例では本体 1 の後端から、可撓性チューブからなるケーブル 3.1 が導出し、このケーブル 3.1 内にはエネルギ伝送ライン 3.2 および加圧チューブ 3.3 が挿通案内されている。エネルギ伝送ライン 3.2 は本体 1 内のエネルギ制御部 3.4 と体外電源部 3.5 とを接続している。加圧チューブ 3.3 は本体 1 内の予備タンク 3.6 と体外にあるポンプ 3.7 とを接続している。さらに、本体 1 の外面部にはそれぞれ異なる位置または向きの複数のノズル 3.8 が設けられている。例えば本体 1 の比較的前部の外側の上下左右部位には垂直方向へ向けたノズル 3.8 を設け、本体 1 の比較的後部の外側には等角間隔で斜め側外方へ向けた複数のノズル 3.8 を設けている。そして、この各

第 4 図ないし第 5 図は本発明の第 2 の実施例を示すものである。この実施例では本体 1 の後部における上下左右と後端の各部位それぞれに超音波を発振する圧電素子 2.1 を設け、その発振する超音波によって本体 1 に慣性力(推進力)を与えるようになっている。また、本体 1 内には受信部 1.5 で受けた信号によって操作される圧電素子駆動回路 2.2 が設けられ、上記圧電素子 2.1 を選択的に駆動するようになっている。そして、この第 2 の実施例においては、超音波によって推進力、姿勢制御を行うことができる。その他の構成や作用は上記第 1 の実施例のものと略同じである。

第 6 図ないし第 7 図は本発明の第 3 の実施例を示すものである。この実施例では本体 1 の後部における側面の 3 方向以上の部位と後端部位のそれぞれにファン 2.5 を設ける。この各ファン 2.5 はそれぞれのモータ 2.6 によって駆動されるようになっている。また、本体 1 内には受信部 1.5 で受けた信号によって操作されるモータ駆動回路 2.7 が設けられている。

ノズル 3.8 はそれぞれの電磁バルブ 3.9 を介して上記予備タンク 3.6 に接続されている。この予備タンク 3.6 には上記加圧チューブ 3.3 を通じて体外にあるポンプ 3.7 から常に加圧された流体が供給補充されている。電磁バルブ 3.9 は同じく本体 1 内に設置したバルブコントローラ 4.0 によって選択的に開放されるようになっている。また、バルブコントローラ 4.0 は、本体 1 内には受信部 1.5 で受けた信号によって操作される。その他の構成は上記実施例のものと略同様である。

この実施例では受信部 1.5 で受けた信号によって操作されるバルブコントローラ 4.0 で所定の電磁バルブ 3.9 を開放すると、予備タンク 3.6 からそれに対応したノズル 3.8 に加圧流体が供給して噴出する。そして、このときの反動で本体 1 に対する推進力、姿勢制御を行うことができる。また、各部へのエネルギーは体外電源部 3.5 からエネルギー伝送ライン 3.2 を通じて受け、エネルギー制御部 3.4 を通じて供給されている。その他の作用は上記第 1 の実施例のものと略同じである。

なお、内視鏡の本体を磁力によって慣性力を与え、推進や姿勢制御に利用することができる。つまり、本体に磁性体を設し、これを磁場中に浮遊させるとともに、その磁場3次元的に変えることによって慣性力を与えるものである。

第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての血管内自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は第10図で示すように複数のカプセル部41, 42, 43を有し、一列に連結されている。最先端のカプセル部41における本体41aの先端には前方の視野2次元像を得る超音波式撮像素子44を設けている。中間のカプセル部42における周面には超音波素子45を周囲的に設けて血管46の断面方向の超音波断層像を得るようになっている。最後端のカプセル部43はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。また、この最後端のカプセル部43の後端からは回収用のケーブル47が導出している。

さらに、最先端のカプセル部41の前部における

周面から斜め側前方へ向けて突き出す後述するような複数の自走用脚48が全周にわたり等角间隔で取り付けられている。この自走用脚48は第12図ないし第13図で示すように2方向性の形状記憶合金で形成した帯状の部材51の片面に通電加熱用の比較的電気的抵抗のある導電層52が貼り付けられている。導電層52は例えばニッケルから形成され、一端から他端に向かって平行な部分52a, 52aの始端を連結してループ形状をなしている。また、上記部分52a, 52aは一端側から始端側へその幅を段階的に小さくしてある。さらに、この導電層52の両面は電気的絶縁膜53によって被覆してある。そして、導電層52における部分52a, 52aの幅が狭い一端側を基端部としてこれを第11図①で示すように折り曲げて上記最先端のカプセル部41に取り付ける。このような自走用脚48を作動させるには上記導電層52に通電し、これを電気的抵抗熱で発熱させると、導電層52の先端側が先に高い温度で加熱され、最初に第11図②で示す状態に先

端側のA部が屈曲する。ついで、加熱が進むと、第11図③で示す状態にB部が屈曲する。このようにA部からB部へ順に曲げることにより自走用脚48の蹴り作用がなされるのである。また、自走用脚48の蹴り作動後、上記通電を止めると自然放熱して第11図①の状態に戻る。なお、上記部材51を1方向性の形状記憶合金で形成した場合には上記通電を止めた後、その部材51および絶縁膜53などの弾性復元力で第11図①の状態に戻るようになる。

しかしして、この血管内自走式検査装置において、最先端のカプセル部41にある複数の自走用脚48に蹴り動作を行わせると、この各自走用脚48で血管46の壁面を後方へ蹴り、カプセル部41を前進させる。そして、最先端のカプセル部41における超音波式撮像素子44により前方の視野2次元像を得て観察するとともに、中間のカプセル部42における超音波素子45を使用して血管46の断面方向の超音波断層像を得る。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセル部43のテレメトリ機能部品によって処理する。これらを回収するにはケーブル47を引いて行うことができる。

なお、自走用脚48が蹴り動作をしていない場合には、その自走用脚48が側斜め前方へ延びてそれぞれの先端が血管46の内壁に当たり、カプセル部41, 42, 43を保持する。

この種の自走式検査装置としては簡単な構造で細くできるため、血管内はもちろんそれ以外の細い管腔内にも使用できる。また、自走用脚48の構造としては上記構成のものに限らず、第14図ないし第16図で示すようなバイメタル原理のものであってもよい。すなわち、これは帯状の樹脂製部材55の片面にループ状に形成した通電加熱用のニッケル層56を貼り付けてなり、ニッケル層56は電気的絶縁膜57によって覆われている。しかしして、ニッケル層56に通電することによりそれを発熱させると、第14図②の直線的な状態から第14図②の湾曲する状態に変化する。つまり、跳ね動作を行なわせることができる。ま

た、上記通電を停止することで第14図①の直線的な状態に復帰する。これによれば、自走用脚48がマイクロ化することにより高速な応答が実現する。

また、自走用脚としてバイモルフ圧電素子を利⽤して構成するようにしてもよい。例えば、第17図ないし第19図は、その一例を示すものである。この例はバイモルフ圧電素子58の片面に複数の脚部59を間隔をあけて斜め後方へ向けて突張してなり、通常は第17図で示す状態にあるが、そのバイモルフ圧電素子58を第18図で示す湾曲状態と第19図で示す湾曲状態とを繰り返すことにより各脚部59を加減させる。しかして、この動きを利用してカプセルを、いわゆる猫じゃらし式に前進または後退させることができる。

第20図は本発明の第6の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての大腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は複数のカプセル部61、62、63を有し、これらは一列に連結されている。最先端のカ

プセル部61における本体61aの先端には前方の視野を観察する対物レンズ64が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ64の周囲には照明用窓65と処置具導出用孔(図示しない。)が設けられている。中間のカプセル部62は採取した試料を格納するもので、この前端面部には試料を取り込む抜歯の開孔66を有し、これより試料を吸引して採取するようになっている。最後端のカプセル部63はテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部61の下面には前進用の自走用脚67が設けられ、最後端のカプセル部63の下面には後退用の自走用脚68が設けられている。この各自走用脚67、68としては前述したような種々のものが利用できるが、その前進用と後退用のものとでは、その駆動の向きを逆にして配設する。

しかして、この大腸用自走式検査装置において、最先端のカプセル部61にある自走用脚67に駆

り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が前進する。最後端のカプセル部63にある自走用脚68に駆り動作を行わせると、各カプセル部61、62、63が後退する。また、最先端のカプセル部61によって照明しながら観察できるとともに、処置具導出用孔からマニピュレータ69を導出して処置できる。第20図ではスネアワイヤ70を利用してボリープ71を切離す状態を示している。中間のカプセル部62では試料を吸引して採取し、格納することができる。また、これらの操作や観察等の情報は、最後端のカプセル部63のテレメトリ機能によって処理する。なお、後退用自走用脚68は設けたので、これらを回収するためのケーブルを設けなくてもよい。

第21図は本発明の第7の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての小腸用自走式検査装置に係る。すなわち、この装置は前後2つのカプセル部72、73を有し、これらは連結されている。最先端のカプセル部72における本体72aの先端には前方の視野を

観察する対物レンズ74が設けられ、その内側に設けた図示しない撮像素子によって撮像するようになっている。また、対物レンズ74の周囲には照明用窓75と処置具導出用孔(図示しない。)が設けられている。後方のカプセル部73の本体73aの周面には全周的に配置した超音波素子76を設け、これによって周囲の組織の超音波断層像を得るようになっている。また、後方のカプセル部73には注排水用の孔77が設けられている。また、2つのカプセル部72、73の少なくとも一方にはテレメトリ機能部品を組み込んでいる。

さらに、最先端のカプセル部72の下面には複数の位置停止用脚78が設けられている。この位置停止用脚78は、必要な位置で外方へ拡がり、カプセル部72をその位置で停止させるようになっている。この脚78としては前述したような種々のものが利用できる。後方のカプセル部73の周囲にはバルーン79が設けられていて、膨らむことにより小腸80の壁に当たるようになっている

る。しかし、この小腸用自走式検査装置の各カブセル部72、73は小腸80の蠕動運動で押入されるものである。

また、これらの操作や観察等の情報は、上記テレメトリ機能によって処理する。

第22図は本発明の第8の実施例を示すものである。この実施例は医療用マイクロロボットとしての細管腔内用自走カブセル81に係る。すなわち、この自走カブセル81は可搬性のある長尺な本体82を有しており、その長尺な本体82の先端には観察用対物レンズ83aとその照明窓83aを設けている。また、長尺な本体82の両面の、前後にある間隔を置いて複数部位には上述したような構成の自走用脚84が全周囲にわたり設けられている。そして、この自走用脚84を作動させることにより長尺な本体82を細管腔内で自走させながら押入させることができるようにになっている。また、この自走カブセル81の後端には可搬性のケーブル86が接続されている。このケーブル86を通じて照明光や撮像信号（または

97が設けられていて、生体内を観察できるようになっている。この観察した情報、および上記各噴射口93、94の噴射動作の制御は、その各カブセル本体91a、92aに組み込んだテレメトリ機能で、生体外の外部操作装置98、99からの指令で遂行されるようになっている。血液採集ロボット91には、先端が注射針状にした血液採集用マニピュレータ101が設けられ、さらには、そのカブセル本体91a内には血液貯蔵タンク102、成分分離装置103が設けられている。上記推進装置95と血液採集用マニピュレータ101は外部操作装置98によって無線等を利用してテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。成分分離装置103は、血液中よりカルシウム、リン、酸素等を分離する。

骨補修ロボット92には、骨切除用マニピュレータ104、骨組り用マニピュレータ105、人工骨出口106とが設けられている。骨補修ロボット92のカブセル本体92a内には骨合成功装置107とポンプなどからなる人工骨吐出装置

光像）等の伝送を行うようになっている。

そして、これで例えば胆管87に挿入する場合、自走カブセル81を内視鏡88のチャンネル89を通じて導入し、胆管87内に差し込んでから自走動作を行わせれば、その胆管87内に自走挿入させることができる。

第23図ないし第26図は、生体内部で治療を行ふため、生体内に長時間留置するマイクロロボットを示している。第23図では2つの生体用マイクロロボット、つまり、血液採集ロボット91と骨補修ロボット92の例を示している。血液採集ロボット91は患者自身の血液を採集してその成分を分離する機能を持っている。骨補修ロボット92は上記成分を用いて骨を合成し、患者自身の骨を補修する機能を持っている。

具体的に述べれば、両方のロボット91、92とも、そのカブセル本体91a、92aには、前進用噴射口93と姿勢制御用噴射口94を有した推進装置95が設けられている。さらに、カブセル本体91a、92aには、照明窓96と観察窓

108が設けられている。推進装置95、骨切除用マニピュレータ104、骨組り用マニピュレータ105は、外部操作装置99によるテレメトリ伝送によって操作されるようになっている。骨合成功装置107では上記分離した元素からリン酸カルシウム系の物質を作り人工骨とする。

血液採集ロボット91の成分分離装置103と骨補修ロボット92の骨合成功装置107とは物質輸送パイプ109によって連結されている。

上記血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とのシステムをブロック的に示すと第24図で示すようになる。

しかし、この血液採集ロボット91と骨補修ロボット92とは、第23図で示すように生体内に長期間留置され、血液採集ロボット91により患者の血管100から血液を採取して貯蔵するとともに、その血液中から骨の合成に必要な成分を分離し、これを骨補修ロボット92の骨合成功装置107に輸送し、補修に必要な人工骨を合成する。また、骨補修ロボット92は骨切除用マニピュレ

ータ104で患者の骨110の病変部を切除し、骨摺り用マニピュレータ105で人工骨吐出装置108から受け取った人工骨で補修する。

上記各ロボット91、92の動力も生体中から得るようにする。この手段の1例を第25図で示す。すなわち、血液採集ロボット91の成分分離装置111では、採取した血液中より、ぶどう糖($C_6H_{12}O_6$)と酸素(O_2)とを分離し、それぞれの貯蔵タンク112、113に分離貯蔵しておく。そして、エネルギーが必要なとき、酸化分解装置114で酸化し、電気エネルギーを取り出す。この電気エネルギーで例えばモータ115等を駆動し、例えば推進装置116を操作駆動する。このように生体内からエネルギー源を入手するので、外部からの補給をする必要がなく、ロボットを長期に留置することが可能である。

また、生体から得る動力源として内燃機関であってもよい。第26図はこの場合の1例を示すものである。すなわち、血液中から酸素を分離する成分分離装置121とその酸素を貯蔵する酸素貯

蔵タンク122とを設ける。また、大便からメタンガスを分離する成分分離装置123とそのメタンガスを貯蔵するメタンガス貯蔵タンク124とを設ける。その酸素とメタンガスを燃焼して動作する内燃機関125を設けてなるものである。そして、エネルギーが必要なとき、その内燃機関125を作動してメタンガスを酸化して熱エネルギーを取り出す。これで、例えば推進装置126を駆動する。

なお、上記例では骨の補修についての場合であったが、血管の補修についても同じように利用できる。第27図はその場合の血管補修用ロボット130を示す。血液採集用ロボット131については上記同様なものである。

この血管補修用ロボット130は、そのカプセル本体130aに人工シート132の把持および操作用マニピュレータ133、組合計操作用マニピュレータ134、たんぱく糸135を繰り出す吐出口136、人工シート(タンパク膜)132を出す取出し口137等が設けられている。また

照明窓138や観察窓139も設けられている。また、カプセル本体130aには前進用噴射口141と姿勢制御用噴射口142を有した推進装置が設けられている。

さらに、カプセル本体130aの内部には、第28図で示すように、血液採集用ロボット131から輸送パイプ143を通じて得た成分を利用してタンパク膜を合成するタンパク膜合成装置145、たんぱく膜を吐出するポンプ146、タンパク糸を合成するタンパク糸合成装置147、タンパク糸を吐出するポンプ148が設けられている。

しかし、血液採集用ロボット131ではその成分分離装置149において、採取した血液中からタンパク質を分離する。血管補修用ロボット130ではそのタンパク質の輸送を受けてタンパク膜たる人工シート132とタンパク糸135を合成し、ポンプ146、148でそれぞれを必要に応じて送り出し、必要に供する。この動作は無線等を利用したテレメトリ伝送によって制御され

る。

血管補修用ロボット130は、その操作用マニピュレータ133と組合計操作用マニピュレータ134を用いて血管150の例えば動脈瘤等に人工シート132を縫い付けて補修する。しかし、消費材である人工シート132とタンパク糸135は生体内で入手でき、外部からの補給は不要である。したがって、長期間、生体内で機能させることができる。エネルギー源についても上記例の通りである。

第29図ないし第31図は他の方式の医療用体内ロボットを示すものである。すなわち、この医療用体内ロボットは分離された複数のマイクロロボット部151、152、153からなる。各マイクロロボット部151、152、153はその外面に前述したような走行用脚154がそれぞれ設けられていて、この走行用脚154を駆動することにより管腔内を独立して走行できるようになっている。この走行用脚154として、例えばマイクロロボット部本体の外周に環状に配置した圧

電素子に斜めに取り付けた剛毛からなり、その圧電素子の振動パタークに応じて前進または後退させ得るようになっている。また、前述したような走行用脚の方式を用いてもよい。

また、各マイクロロボット部151, 152, 153にはテレメトリ伝送用の受信装置155、走行用脚154のための駆動回路156が設けられている。さらに、第1のマイクロロボット部151には、LED等からなる照明手段157、対物レンズ158や撮像素子159等からなる観察手段160、送信装置161、誘導装置162が組み込まれている。撮像素子159で信号化した撮像信号は送信装置161で体外の受信装置に伝送される。また、誘導装置162は従来のマイクロロボット部152, 153に、例えば電波を発して誘導信号を送る。第2のマイクロロボット部152には、生体处置用のマニピュレータ163を導出自在に格納する格納室164、マニピュレータ163を操作する駆動用モータ165、格納室164の開口部を閉鎖自在に覆う閉鎖カバ

ー168等が組み込まれている。第3のマイクロロボット部153には、電源169等が組み込まれている。さらに、これらのマイクロロボット部151, 152, 153は通常独立して外部の制御手段からの無線等による信号を受けて体腔内を移動するが、第30図で示すように互いに連結して一体化(合体)できるようになっている。そして、エキルギや信号の交換ができるようになる。

このための具体的な手段の一例を第31図で示す。すなはち、斜めの各結合端面には3分割された電磁石171が付設されており、それぞれの極性は対応するものと互いになっている。したがって、ドッキングの際に位置ずれを起こさない。さらに前方側の結合端面には電気信号伝送用コネクタ172、LED173、電源コネクタ174が突出して設けられ、後方側の結合端面にはそれらに対応した凹部コネクタ175, 176, 177が設けられている。電気信号伝送用コネクタ172は互いの駆動回路を接続する。電源コネクタ174は互いの電源を接続するようになっている。

また、凹部コネクタ176には受光素子178が設けられていて、これらLED173と受光素子178により前側のマイクロロボット部151, 152の誘導信号で後ろ側のマイクロロボット部152, 153の近距離になったとき、互いの軸線を合わせて正確に位置決めするようになっている。

しかし、これらを使用する場合、各マイクロロボット部151, 152, 153は内視鏡181のチャンネル182を適じて例えば胆管等の目標体腔183の入り口に出る。そして、目標体腔183に最初のマイクロロボット部151を送り操作で送り出し、目走させて挿入前進させる。ここで、病変部を診断し、治療に適した次のマイクロロボット部152を送り込む。さらに、治療に時間がかかりそうな場合は、大容量の電源を供えたマイクロロボット部153を送り込む。

なお、第32図と第33図は他の形式のマイクロロボット部を示す。第32図で示すマイクロロボット部は観察や走行などの用途に使用する超音

波駆動子194と駆動用モータ195を追加した構成のものである。第33図で示すマイクロロボット部196は注射針197を備え、これに連結されるマイクロロボット部198には薬液タンク199を備えたものである。

[発明の効果]

以上説明したように本発明の内視鏡によれば、微少重力空間または無重力空間においての使用に適し、その検査等の容易性、低侵襲性、検査範囲の拡大が図られる。

4. 図面の簡単な説明

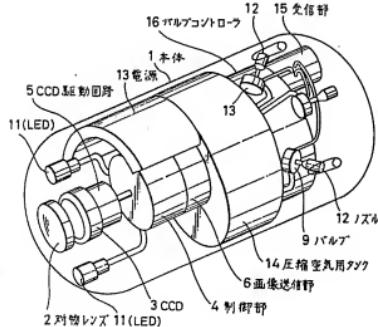
第1図ないし第3図は本発明の第1の実施例を示し、第1図はその内視鏡の概略的な斜視図、第2図はその構成を示すブロック図、第3図は駆動時のタイムチャートである。第4図は本発明の第2の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第5図はその構成を示すブロック図である。第6図は本発明の第3の実施例の内視鏡の概略的な斜視図、第7図はその構成を示すブロック図である。第8図は本発明の第4の実施例の内視鏡の概略的な斜視

図、第9図はその構成を示すブロック図である。第10図ないし第13図は本発明の第5の実施例を示し、第10図はその使用状態における側方から見た図、第11図は走行用脚の動作説明図、第12図はその走行用脚の平面図、第13図はその走行用脚の断面図である。第14図ないし第16図はその走行用脚の変形例を示し、第14図はその走行用脚の動作を示す斜視図、第15図はその走行用脚の平面図、第16図はその走行用脚の断面図である。第17図ないし第19図は他の走行用脚の断面図である。第20図は他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第21図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第22図はさらに他の例の使用状態を示す概略的な斜視図である。第23図は医療マイクロロボットの斜視図、第24図ないし第25はそのブロック構成図である。第26図は他の変形例を示すブロック構成図である。第27図は他の医療マイクロロボットの斜視図、第28図はそのブロック構成図である。第29図および第30図はさらに他

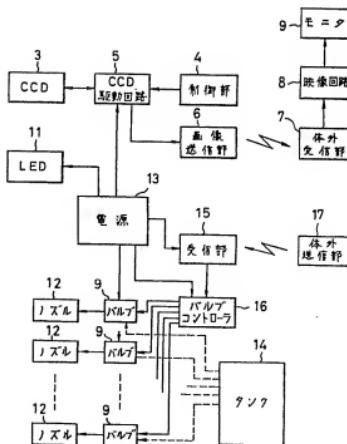
の医療マイクロロボットの斜視図、第31図はその端面部分の拡大した斜視図、第32図と第33図は他の変形例を示すロボットの斜視図である。

1…本体、2…対物レンズ、11…LED、
12…ノズル、14…タンク、15…受信部、
21…圧電素子、25…ファン、26…モータ、
38…ノズル。

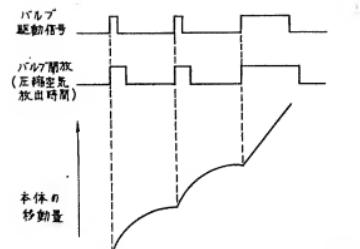
出願人代理人弁理士坪井淳



第1図



第2図



第 3 図

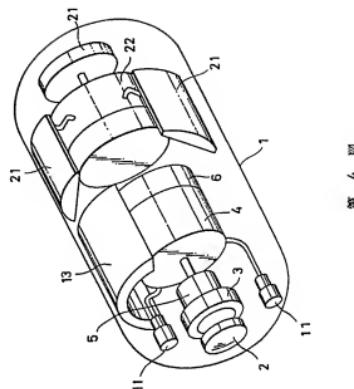
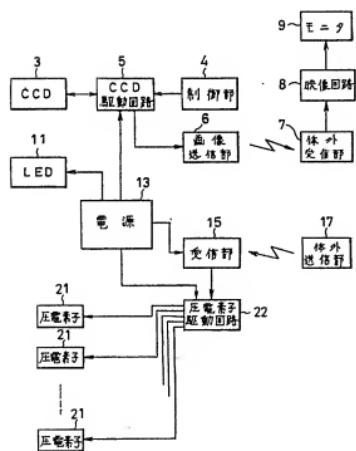


図 4 詳



第 5 図

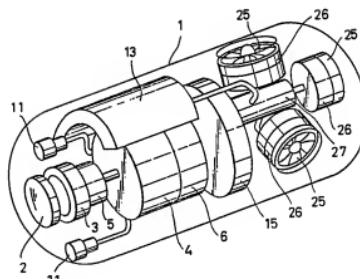
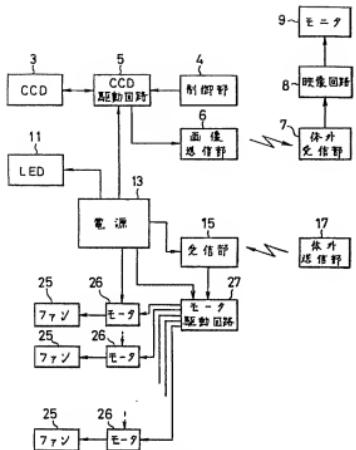
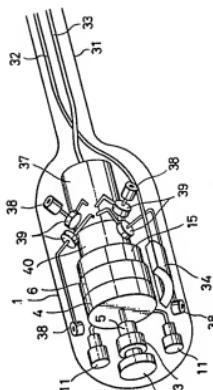


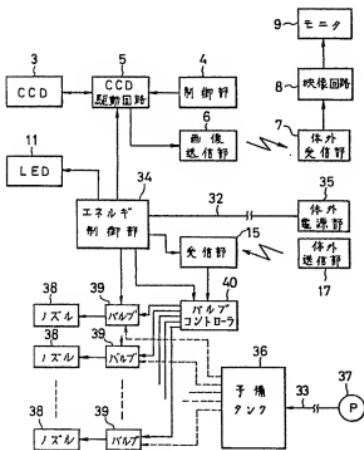
図 6 詳



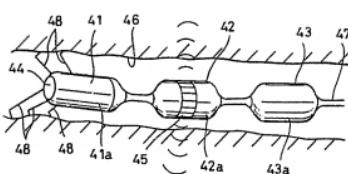
第 7 図



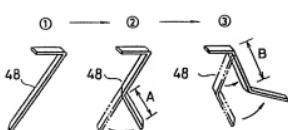
四〇四



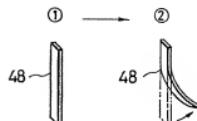
第 9 圖



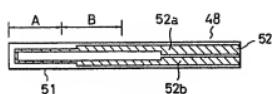
第 10 題



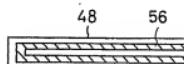
第 11 図



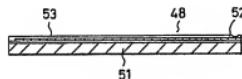
第 14 図



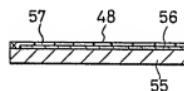
第 12 図



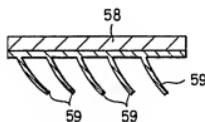
第 15 図



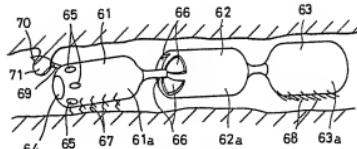
第 13 図



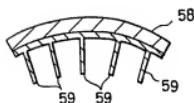
第 16 図



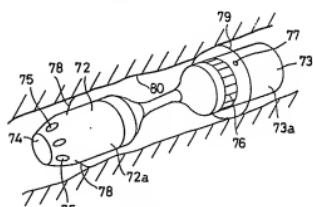
第 17 図



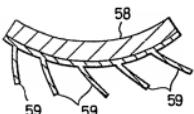
第 20 図



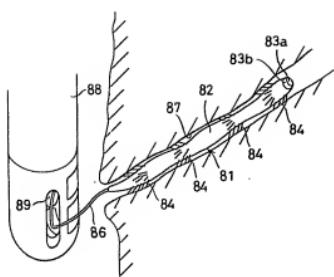
第 18 図



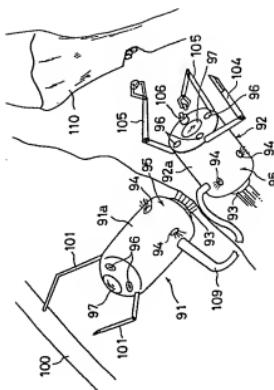
第 21 図



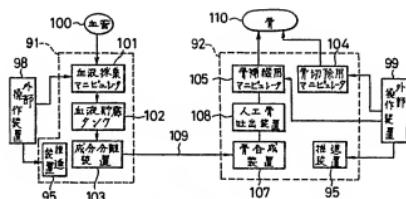
第 19 図



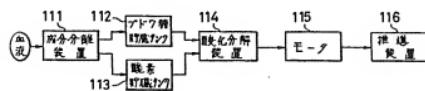
第 22 圖



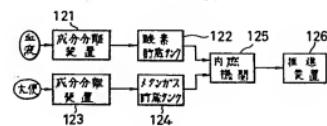
23



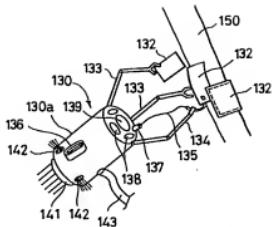
第 24 図



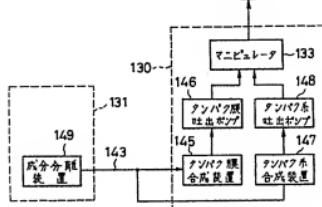
第 25 図



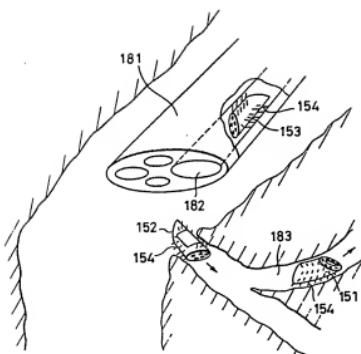
第 26 図



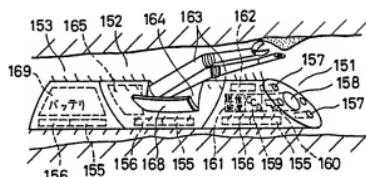
第 27 図 血管 ~ 150



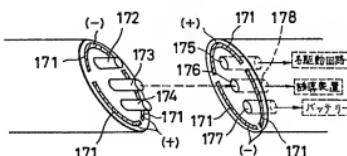
第 28 図



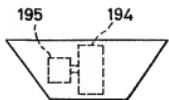
第 29 図



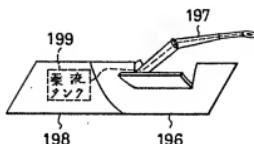
第 30 図



第 31 図



第 32 図



第 33 図

第 1 頁の続き

①Int. Cl. ⁵	識別記号	府内整理番号
A 61 B 17/00	3 2 0	7807-4C
// A 61 B 8/14		9052-4C
A 61 F 2/06		7603-4C
2/28		7603-4C
B 64 G 1/66	Z	8817-3D

- ②発明者 五 反 田 正 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 工 藤 正 宏 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 大 島 豊 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 岡 田 勉 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 鈴 木 明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 布 施 栄 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- ②発明者 林 正 明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内